

MENU

SEARCH

INDEX

DETAIL

1/1



JAPANESE PATENT OFFICE

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number: 07067909

(43)Date of publication of application: 14.03.1995

(51)Int.Cl.

A61F 9/00

A61B 3/14

(21)Application number: 05156552

(71)Applicant:

KOWA CO

(22)Date of filing: 28.06.1993

(72)Inventor:

KOIKE CHIKASHI

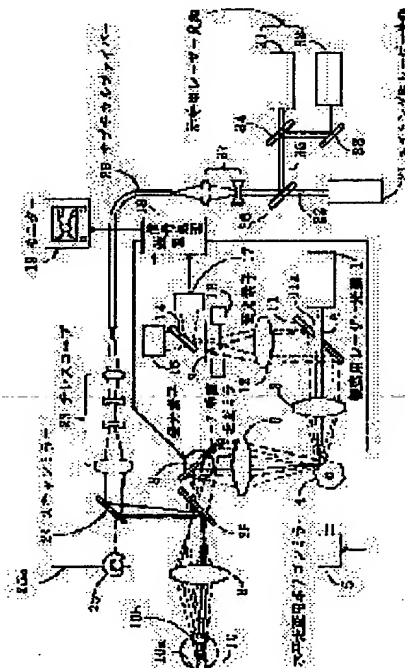
KUNIMATSU ICHIRO

(54) PHOTO-COAGULATOR

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide a photo-coagulator capable of clearly and expansively displaying a fundus image on a monitor in a wide visual field, easily aiming a portion for a photo-coagulation treatment, and efficiently carrying out a treatment.

CONSTITUTION: The laser beam of an observation laser light source 1 is radiated to the fundus 10a of an eye 10 to be checked, it is two-dimensionally deflected and scanned, and the reflected beam from the fundus 10a is received and photoelectrically converted to obtain a fundus image in a scanning laser ophthalmoscope. Laser beams of an aiming laser light source 21 and therapeutic laser light sources 31, 32 are guided on the same optical path, a spot image is formed on the fundus 10a, and this structure is combined with the scanning laser ophthalmoscope. The position of the spot image on the fundus 10a of the aiming laser beam matched with the therapeutic laser beam is displayed on a monitor 19 overlappingly with the fundus image. The position of



THIS PAGE BLANK (USPTO)

the spot of the aiming laser beam on the fundus 10a can be optionally moved by the action of a scan mirror 24.

LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 13.06.2000

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998 Japanese Patent Office

[MENU](#)

[SEARCH](#)

[INDEX](#)

[DETAIL](#)

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-67909

(43) 公開日 平成7年(1995)3月14日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 F 9/00

A 6 1 B 3/14

識別記号

庁内整理番号

8119-4C

A

F·I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数 5 ○ L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平5-156552

(22) 出願日 平成5年(1993)6月28日

(71) 出願人 000163006

興和株式会社

愛知県名古屋市中区錦3丁目6番29号

(72) 発明者 小池 近司

東京都調布市調布ヶ丘3丁目3番1 興和
株式会社電機光学事業部調布工場内

(72) 発明者 国松 一郎

東京都調布市調布ヶ丘3丁目3番1 興和
株式会社電機光学事業部調布工場内

(74) 代理人 弁理士 加藤 卓

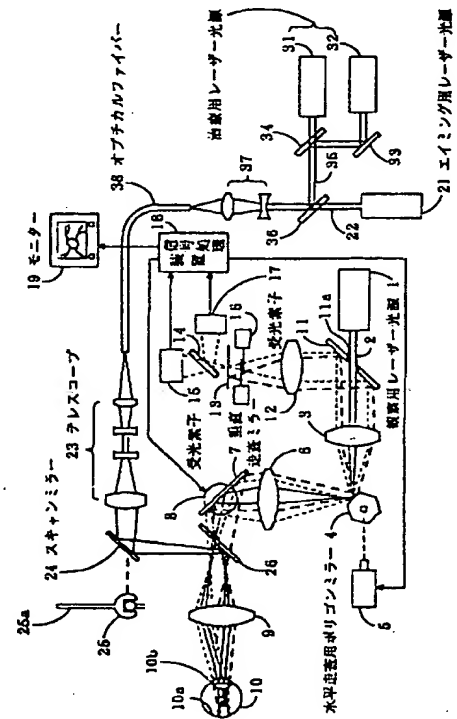
(54) 【発明の名称】 光凝固装置

(57) 【要約】

【目的】 眼底像を広い視野でモニターに鮮明に拡大表示できるとともに、光凝固治療する部位のエイミングを容易に行なえ、能率よく治療を行なえる光凝固装置を提供する。

【構成】 観察用レーザー光源1のレーザー光を被検眼10の眼底10aに照射し、これを二次元的に偏向走査し、眼底からの反射光を受光し、光電変換して眼底像を得る走査式レーザー検眼鏡の構成に、エイミング用レーザー光源21と治療用レーザー光源31、32のレーザー光を同一の光路で導き、そのスポット像を眼底に結像する構成が組み合わされる。治療用レーザー光と一致するエイミング用レーザー光の眼底のスポット像の位置が眼底像と重ね合わせてモニター19に表示される。そして、スキャンミラー24の操作により眼底でのエイミング用レーザー光のスポットの位置を任意に移動できる。

(図 1)



1

2

【特許請求の範囲】

【請求項1】 レーザー光を用いて被検眼の眼底の観察と光凝固治療を行なう光凝固装置において、

観察用レーザー光を被検眼の眼底に照射して偏向走査手段により二次元的に偏向走査し、眼底からの反射光を前記偏向走査手段とピンホールとを介して受光し光電変換することにより眼底像を得る走査式レーザー検眼鏡と、

前記観察用レーザー光とは波長の異なるエイミング用レーザー光を発振するエイミング用レーザー光源と、

前記エイミング用レーザー光と波長の異なる治療用レーザー光を発振する治療用レーザー光源と、

前記エイミング用レーザー光及び治療用レーザー光をオプティカルファイバーに通して同一の光路で導き、前記ファイバーの射出端における前記両レーザー光のスポットを被検眼の眼底に結像するレンズ系と、

該レンズ系において、被検眼の瞳孔に対してほぼ共役の位置に配置され、眼底に結像されたエイミング用レーザー光及び治療用レーザー光のスポット像を任意の位置に移動させるためのスキャンミラーとを有し、

前記エイミング用レーザー光の眼底からの反射光を前記観察用レーザー光の反射光と共通の光路で前記ピンホールに導いて受光素子により検知し、該受光素子からの信号を信号処理装置に入力し、該信号による前記エイミング用レーザー光のスポット像の位置を前記眼底像と重ね合わせるように合成してモニターに表示することを特徴とする光凝固装置。

【請求項2】 前記治療用レーザー光源は、前記観察用レーザー光と同波長の治療用レーザー光を発振することを特徴とする請求項1に記載の光凝固装置。

【請求項3】 前記エイミング用レーザー光の眼底の結像面と焦点面の位置の合致状態を検知する検知手段と、前記エイミング用レーザー光の焦点面の位置を調節する調節手段とを設けたことを特徴とする請求項1または2に記載の光凝固装置。

【請求項4】 前記エイミング用レーザー光及び治療用レーザー光のスポットを被検眼の眼底に結像するレンズ系に、前記スポットのサイズを変更する手段を設けたことを特徴とする請求項1から3のいずれか1項に記載の光凝固装置。

【請求項5】 前記眼底に結像されるエイミング用レーザー光のスポットの位置を前記モニターで治療用レーザー光と同系統の色でカラー表示することを特徴とする請求項1から4のいずれか1項に記載の光凝固装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、観察用レーザー光を用いて眼底を観察するとともに、治療用レーザー光を用いて眼底の所望部位の光凝固を行なう光凝固装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 従来より、細隙灯顕微鏡と組合せた構成のレーザー光凝固装置により、被検眼の眼底を観察するとともに、治療用レーザー光で眼底の所望部位の光凝固を行なう技術が知られている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 上記のような、従来の光凝固装置では、照明光による角膜反射などのために、観察できる眼底の視野は、ほぼスリット状でかなり狭い。

【0004】 このため、カラー眼底写真や、蛍光血管造影による広い範囲の写真から得られた疾患部位を迅速に特定することが困難で、しかも患部の広がりに合わせて視野を次々に移動する必要がある、操作にかなりの熟練と技術が要求された。

【0005】 従って本発明の課題は、上記問題を解決し、眼底像を広い視野で、視野を頻繁に移動することなくモニターに拡大して鮮明に表示でき、眼底の疾患部位を容易に特定できるとともに、光凝固治療する部位のエイミングを容易に行なうことができ、能率よく治療を行なうことができる光凝固装置を提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】 上記の課題を解決するため、本発明の光凝固装置によれば、レーザー光を用いて被検眼の眼底の観察と光凝固治療を行なう光凝固装置であって、観察用レーザー光を被検眼の眼底に照射して偏向走査手段により二次元的に偏向走査し、眼底からの反射光を前記偏向走査手段とピンホールとを介して受光し光電変換することにより眼底像を得る走査式レーザー検眼鏡を有し、また、前記観察用レーザー光とは波長の異なるエイミング用レーザー光を発振するエイミング用レーザー光源と、前記エイミング用レーザー光と波長の異なる治療用レーザー光を発振する治療用レーザー光源とを有する。

【0007】 さらに、前記エイミング用レーザー光及び治療用レーザー光をオプティカルファイバーに通して同一の光路で導き、前記ファイバーの射出端における前記両レーザー光のスポットを被検眼の眼底に結像するレンズ系を有し、該レンズ系には、被検眼の瞳孔に対してほぼ共役の位置に配置され、眼底に結像されたエイミング用レーザー光及び治療用レーザー光のスポット像を任意の位置に移動させるためのスキャンミラーが設けられる。

【0008】 そして、前記エイミング用レーザー光の眼底からの反射光を前記観察用レーザー光の反射光と共通の光路で前記ピンホールに導いて受光素子により検知し、該受光素子からの信号を信号処理装置に入力し、該信号による前記エイミング用レーザー光のスポット像の位置を前記眼底像と重ね合わせるように合成してモニターに表示する。

【0009】

【作用】 このような構成によれば、走査式レーザー検眼

鏡により、眼底像を広い視野で、視野を頻繁に移動させることなく、モニターに拡大して鮮明に表示できる。そして、治療用レーザー光と完全に一致するエイミング用レーザー光の眼底のスポット像の位置が眼底像と重ね合わせてモニターに表示され、そのスポット像の位置をスキャンミラーにより任意に移動させてエイミングを容易に行なうことができ、治療用レーザー光による光凝固治療を能率良く行なうことができる。

【0010】

【実施例】以下、図を参照して本発明の実施例を説明する。実施例では、観察用レーザー光を被検眼の眼底に照射し、これを二次元的に偏向走査し、眼底からの反射光を受光して光電変換し眼底像を得る走査式レーザー検眼鏡に、観察用レーザー光とは波長の異なるエイミング用レーザー光を用いるレーザー光凝固装置を組み合わせた構成を用いている。

【0011】＜第1実施例＞図1は本発明の第1の実施例による光凝固装置の構成を示している。図1において、観察用レーザー光源（たとえばアルゴンレーザー）1から発せられたレーザービーム2は穴あきミラー11の穴11aを通り、レンズ3で集光される（穴あきミラー11はハーフミラーに置換えてもよい）。

【0012】さらにレーザー光は水平走査用ポリゴンミラー4で反射される。このポリゴンミラー4はモーター5と直結しており、ポリゴンミラー4の高速回転によりレーザー光を水平方向（紙面と垂直の方向）に走査する。

【0013】さらに、レーザー光はレンズ6を通り、ガルバノメーター8で駆動される垂直走査ミラー7で反射され、ハーフミラー26を透過する。このとき水平走査用ポリゴンミラー4と垂直走査ミラー7とはレンズ6に関して光学的にほぼ共役関係に配置されている。

【0014】また、モーター5の高速回転と、ガルバノメーター8の振動は、いずれも信号処理装置18によって駆動制御される。

【0015】ハーフミラー26を透過したレーザー光は対物レンズ9を通り、被検眼10の虹彩（瞳孔）10bを通り眼底10aに集光する。

【0016】このとき垂直走査ミラー7と虹彩（瞳孔）10bとは、対物レンズ9に関して光学的にほぼ共役関係に配置されている。したがって、レーザー光は常に瞳孔10bの中心部を通して入射し、眼底10aを走査するように構成されている。

【0017】眼底10aで反射されたレーザー光は、瞳孔10bに一杯に広がって通過し、対物レンズ9、ハーフミラー26を透過し、垂直走査ミラー7、レンズ6、水平走査用ポリゴンミラー4、およびレンズ3へと、入射光と同じ光路を逆に進み、穴あきミラー11の穴11aの外側で反射され、レンズ12でピンホール13に集光する。

【0018】以上のようにレンズ系が配置されているので、観察用レーザー光源1のレーザービーム2は二次元的偏向走査装置を通して、眼底10aに集光し、二次元的に走査し、その反射光が眼底からの情報を保持しながら入射光と同じ光路を、入射光より外側に広がった状態で逆に進み、穴あきミラー11で方向を変え、常にピンホール13に集光する。

【0019】眼底10aの集光点以外から発生する散乱光などの有害光はこのピンホール13を通過できないので、このようなレンズ系によれば、良好な眼底像を得ることができる。

【0020】なお、このとき被検眼10も上記レンズ系の一部を構成するわけで、被検眼に対する視度補正、間隔、光軸合せの調節は当然必要である。

【0021】そして、ピンホール13を通過した眼底からの反射光は、ダイクロイックミラー14によって分離される。このミラー14は後述のエイミング用レーザー光を透過し、観察用レーザー光（及び後述の治療用レーザー光）を反射するように構成され、このミラー14を介して、エイミング用レーザー光を受光素子15で、観察用レーザー光を受光素子17で受光し、検知する。

【0022】受光素子17の受光量は電気信号に変換され、コンピュータシステムなどを用いて構成した信号処理装置18に入力され、観察用レーザー光の走査に用いられるモーター5及びガルバノメーター8の駆動制御信号に基づいて画像信号に処理され、モニター19に拡大表示される。

【0023】なお、ピンホール13の前部にはシャッター16が配置され、通常は開かれているが、治療用レーザー光の発振時には閉じられて強力な治療用レーザー光から受光素子17を保護する。従ってこの間は、眼底像はモニター19から消失する。

【0024】一方、光凝固位置の照準用として使用するエイミング用レーザー光を発振するエイミング用レーザー光源21は、観察用レーザー光とは波長の異なるレーザー光を発振するものとする。エイミング用レーザー光源21は常時発振しており、そのエイミング用のレーザービーム22はダイクロイックミラー36を透過し、集光レンズ37で集光されて、オプティカルファイバー38に入射する。

【0025】また、治療用レーザー光源として、例えば観察用レーザー光と波長が同じのアルゴンレーザーのみか、又はこのアルゴンレーザー及びこれと波長の異なるDYEレーザー等からなる複数の治療用レーザー光源が設けられる。ここでは2つの治療用レーザー光源31、32が配置されている。操作者がエイミング後に不図示のファイヤーボタンをオンすることにより治療用レーザー光源31または32がレーザー光を発振する。

【0026】レーザー光源31または32からの治療用

のレーザービーム35は、ダイクロイックミラー34を透過して、又はミラー33とダイクロイックミラー34とで反射されて、エイミング用レーザー光源21の光路に配置されたダイクロイックミラー36で反射され、集光レンズ37によりオブチカルファイバー38の入射端に集光される。

【0027】すなわち、治療用レーザー光はエイミング用レーザー光と同一の光路に導入され、特にオブチカルファイバー38に入射した後は完全に同一の光路を進むことになる。

【0028】オブチカルファイバー38を通過したエイミング用レーザー光及び治療用レーザー光は、テレスコープ23を通過し、スキャンミラー24とハーフミラー26とで反射され、対物レンズ9によって被検眼10の眼底10aに集光され、両レーザー光のオブチカルファイバー38の射出端におけるスポットが結像される。なお、エイミング用レーザー光と治療用レーザー光は全く同一の光路を進むので、両レーザー光のスポットの眼底10aでの結像位置（集光位置）がズレなく完全に一致するのは勿論である。

【0029】上記集光レンズ系において、テレスコープ23は、オブチカルファイバー38の射出端のレーザー光（エイミング用および治療用）のスポットを対物レンズ9を介して眼底10aに結像させる機能とともに、テレスコープ23を構成するレンズ群の一部を不図示のカムなどによって光軸方向に移動させることにより、眼底10aに結像するスポット像のサイズを変更し、調節する機能を有する。

【0030】スポットサイズの変更は、例えば糖尿病性網膜症（増殖型）の光凝固治療に於いては、黄斑およびその周囲を除く後極部ではスポットサイズを200 μ mとし、更にその周辺中間部では500 μ m、最周辺部は500~1000 μ mに変更して、能率良く治療を行なうのに役立つ。

【0031】スキャンミラー24はマイクロマニピュレーター25に接続されており、マニピュレーター25の操作レバー25aを操作することにより、スキャンミラー24を二次元方向に揺動させて前記スポット像を眼底10a上の任意の位置に移動させることができる。

【0032】また、スキャンミラー24と虹彩（瞳孔）10bは対物レンズ9に関して光学的にほぼ共役の位置に配置されている。そのため、エイミング用レーザー光及び治療用レーザー光も常に瞳孔10bの中心部を通り、眼底を照射する。

【0033】眼底10aで反射されたエイミング用レーザー光は、図1中太い破線のように瞳孔いっぱい広がりて通過し、対物レンズ9を通りハーフミラー26を透過して、観察用レーザー光の反射光と同じ光路を進み、ピンホール13に達する。

【0034】しかし、観察用レーザー光の集光位置とエ

イミング用レーザー光のスポット像の位置が異なる場合はエイミング用レーザー光は図示のようにピンホール13の孔を通過せず、観察用レーザー光の集光位置とスポット像の位置とが一致したときのみピンホール13の孔を通過する。

【0035】すなわち、スキャンミラー24の揺動によって任意の位置に移動されているエイミング用レーザー光のスポット像と、走査されている観察用レーザー光の集光位置が一致することにより、スポット像の位置が検知されることになる。同時にこの一致している時間経過を検知することにより、スポット像の大きさも知ることができる。

【0036】以上のような構成で、観察用レーザー光による反射光を受光素子17で検知するとともに、ピンホール13を通過するエイミング用レーザー光のスポット像の反射光を受光素子15で検知し、信号処理装置18に入力する。そして、その入力信号を、観察用レーザー光の走査に用いられるモーター5およびガルバノメータ8の駆動制御信号に基づいて画像信号に処理してモニター19に出力することにより、眼底像に重ね合わせるようにエイミング用レーザー光のスポット像の位置および大きさをモニター19に表示することができる。

【0037】一方、エイミング後に発振される治療用レーザー光は、エイミング用レーザー光と同一の光路を進み、両レーザー光の眼底10aでの集光位置は完全に一致するので、治療用レーザー光はエイミングされた眼底の部位に集光され、光凝固が行なわれる。

【0038】以上の構成により、眼底の観察およびエイミング時には、観察用レーザー光とエイミング用レーザー光が発振され、眼底像を走査式レーザー検眼鏡により広い視野で、視野を頻繁に移動させることなく、モニターに拡大表示することができ、鮮明な眼底像で疾患部位を容易に特定できる。また、これと同時に、エイミング用レーザー光のスポット像の位置を上記眼底像と重ねてカラー表示でき、検者はそれを見ながらマニピュレーター25のレバー25aの操作により眼底10a上のエイミング用レーザー光のスポット像の位置を任意に移動させて容易にエイミングを行なえる。

【0039】そして前記スポット像の位置を光凝固治療したい眼底の部位に合わせて、不図示のファイヤーボタンをオンすることにより、シャッター16が閉じた後、治療用レーザー光源31または32が発振し、眼底のエイミングされた部位に治療用レーザー光のスポットが集光されて光凝固治療が行われる。そして所定時間後、治療用レーザー光源31または32の発振が停止されるとともにシャッター16が開かれる。

【0040】なお、前述のように、シャッター16が閉じている間は眼底像はモニター19から消失するが、シャッター16の閉じる直前の像を一時記憶させて静止像として表示し、シャッター16の開放と同時に観察用レ

10

20

30

40

50

レーザー光とエイミング用レーザー光による現在の画像に復帰させることは可能である。

【0041】以上のようにして光凝固治療を能率良く行なうことができる。

【0042】ところで、上記の構成においてモニター19にカラーモニターを使用し、モニター19上で眼底像に重ね合わせるようにして表示されるエイミング用レーザー光のスポット像の色に治療用レーザー光と同系統の色を使用してカラー表示すればより便利である。

【0043】その理由として、眼底（網膜）は詳細には、断面が、網膜表層、網膜神経繊維層、網膜色素上皮層、脈絡膜などのいくつかの層で構成されており、照射するレーザー光の波長により到達する層が異なる。このため、治療する症状に合わせてレーザー光が選択されている。本実施例の場合、エイミング用レーザー光源に例えばHe-Neレーザー（波長633nm）を使用するとして、治療用レーザー光にHe-Neレーザーとは波長の充分異なった、アルゴン・ブルー（488nm）、アルゴン・グリーン（514nm）、DYE・イエロー（577nm）、DYE・オレンジ（590nm）などを複数種類設け（図1では符号31、32の2種類）、選択して使用する。なお観察用レーザー光源は前記の複数種類の内の1種類を使用する。治療用レーザー光源の一方のレーザー光の波長を観察用レーザー光と同波長にすることが、眼底で両レーザー光の到達する層（或は反射面）が一致する点で望ましい。

【0044】そして、モニター19上で、エイミング用レーザー光のスポット像の位置、大きさと同時に、その色がその時に選択されている治療用レーザー光と同系統の色で表示されることにより、選択されている治療用レーザー光の種類がモニター19上で判り、操作上便利である。

【0045】次に、図2は上述した実施例の変形例を示しており、エイミング用レーザー光及び治療用レーザー光を反射するハーフミラー27を対物レンズ9の前方（被検眼10側）に配置した場合を示している。

【0046】この場合には、図示のように、エイミング用レーザー光及び治療用レーザー光の光路には対物レンズ9の代わりにレンズ40が設けられている。すなわち、テレスコープ23とレンズ40とで治療用レーザー光源の射出端のスポットを眼底に結像させ、また、スポット像の大きさを変える機能を有する。

【0047】さらに、スキャンミラー24と虹彩（瞳孔）10bはレンズ40に関して光学的にほぼ共役の位置に配置されている。したがって、図2の構成では、スキャンミラー24が揺動してもレーザー光は常に瞳孔の中心部を通り、眼底に結像する。

【0048】上記の構成によれば、対物レンズ9の後方にある、走査式レーザー検眼鏡の機能を損なうことなく、レーザー光凝固装置を着脱することができるように

なる。したがって、既存の走査式レーザー検眼鏡をベースに、簡単安価にレーザー光凝固装置を構成することができ、オプションなどとして供給するレーザー光凝固装置部分の着脱、交換もきわめて容易に行なえるようになる。

【0049】しかも、図2の構成においても、前記のように鮮明な眼底像で疾患部位を容易に特定できると同時に、治療用レーザー光のスポット像の位置を眼底像と重ねてカラー表示でき、能率よく治療を行なうことができる。

【0050】＜第2実施例＞次に、図3以降に本発明の第2の実施例を示す。なお、以下では、第1実施例と同様の部分については説明を省略するものとする。

【0051】本実施例では、後述のようにエイミング用レーザー光の焦点面と眼底の結像面との合致状態を検知し、焦点合わせの調節を行なうために、エイミング用レーザー及び治療用レーザーの光学系が図3に示すように第1の実施例と異なっている。

【0052】すなわち、本実施例では、符号28で示す円板がテレスコープ23とスキャンミラー24の間の光路に挿入、退避可能に設けられている。円板28には図4に示したように2つの小穴28a、28bが形成されている。また、円板28はモーター41の駆動により回転される。また、検者がエイミング用レーザー光の焦点面の位置（治療用レーザー光の焦点面の位置）を調節するために、スキャンミラー24とハーフミラー27の間の光路にフォーカスレンズ42が配置され、光路に沿って微動できるようになっている。

【0053】図3の構成において、エイミング用レーザー光源（たとえばHe-Neレーザー）21から出たレーザービーム22は、テレスコープ23を通過した所で、円板28の小穴28a、28bによって2本の細いビームとなり、スキャンミラー24で反射され、フォーカスレンズ42を通り、さらにハーフミラー27で反射され、対物レンズ9および被検眼の瞳孔10bの中心部を通り、眼底10aに結像する。

【0054】円板28は、エイミング用レーザー光による照準時には光路に挿入されており、治療用レーザー光源の発振の直前に退避する。すなわち、不図示のファイヤーボタンのオンにより、先述のシャッター16が閉じた後、円板28が光路から退避し、治療用レーザー光源が発振し、治療用レーザー光が全面的に通過して治療が行われる。所定の時間の後、治療用レーザー光源の発振が停止し、円板28が光路に復帰する。続いてシャッター16が開いて、眼底像がモニター19に写し出されるとともに、エイミング用レーザー光の検知が再開される。

【0055】その他の機能、たとえば、眼底像と重ね合わせるようにスポット像の位置および大きさをモニター19に表示し、照準、表示の性能を向上できることは第1実施例と同じである。

【0056】次に治療用レーザー光の焦点の合致状態（エイミング用レーザー光の焦点の合致状態）の検知について述べる。

【0057】本実施例（あるいは第1実施例）において走査式レーザー検眼鏡の焦点面と、エイミング及び治療用レーザー光の焦点面とは一致させるように調整されているが、走査式レーザー検眼鏡は観察用レーザー光のビームが細く絞られて照射されるために、焦点深度が深く、大まかな焦点合せでもシャープな眼底像が得られる。

【0058】しかし、治療用レーザー光の焦点合わせは必要である。その理由として、治療用レーザー光は光凝固を行なう焦点面にエネルギーを集中し、その焦点面の前後ではエネルギーを分散させて、治療部位の外には光凝固が及ばないようにするために、通常、図5に示すように10度前後のコーンアングルが設けられている。このため、治療用レーザー光が焦点面より手前側で結像した場合、スポットサイズは当然大きくなって、レーザービームのエネルギーがその面積比にしたがって分散し、所期のエネルギー密度は得られず、光凝固は不十分となってしまう。このように、治療用レーザー光の焦点がずれていればエネルギーが分散して所期の光凝固は行われない。

【0059】したがって、観察用レーザー光による大まかに焦点調節された眼底像に対し、治療用レーザー光はより精密に焦点調節を行なうために、治療用レーザー光の焦点面が眼底の結像面と一致しているか或いはずれているかの合致状態を検知する手段が必要となる。

【0060】このため、本実施例では、治療用レーザー光の焦点面の合致状態を検知する代わりに、治療用レーザー光と光路が完全に一致し、焦点が完全に一致するエイミング用レーザー光の焦点面の合致状態を検知する。それは、以下のように行なわれる。

【0061】すなわち、図3において、円板28の小穴28a、28bを通過した複数のエイミング用レーザー光21a、21bは、フォーカスレンズ42、対物レンズ9および被検眼10自身の集光機能によって眼底10aに結像する。このとき、結像面（たとえば網膜表層）と焦点面とが一致していれば、図3のようにスポット像は複数のビームが完全に重なってモニター上で一つのスポット像として表示される。

【0062】これに対し、図6に示すように、複数のエイミング用レーザー光21a、21bの焦点21'の手前に結像面がある場合、スポット像は21a'、21b'のように分離し、モニター上に2つのスポット像として表示される。

【0063】このとき、図3のモーター41により円板28を1回転/2秒程度の速さで回転させることにより、焦点面と結像面が前後にずれているときは2つのスポット像がモニター上で回転し、焦点面と結像面が一致

したときスポット像が1つになって検者には回転が停止したように見える。

【0064】この焦点の合致状態をモニター19で見ながら検者がフォーカスレンズ42または対物レンズ9を調節して焦点面の位置を移動させて結像面に一致させる。なお、図6において観察用レーザー光のレーザービーム2は眼底10aに符号2'で示すように集光する。

【0065】以上のような構成により、エイミング用レーザー光によって治療用レーザー光のスポット像の焦点面からのズレを検知することができ、エネルギーの分散による凝固不良を回避でき、確実に治療を行なうことができる。

【0066】

【発明の効果】以上から明らかなように、本発明の光凝固装置によれば、眼底像を走査式レーザー検眼鏡により広い視野で、視野を頻繁に移動させることなく、モニターに拡大表示することができ、鮮明な眼底像で疾患部位を容易に特定できる。また、これと同時に、治療用レーザー光と完全に一致するエイミング用レーザー光の眼底上のスポット像の位置をモニター上で眼底像と重ねて表示でき、スキャンミラーを介して前記スポット像の位置を任意に移動させて容易にエイミングを行なえ、光凝固治療を能率良く行なうことができるという優れた効果が得られる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を採用した光凝固装置の第1の実施例の構成を示した構成図である。

【図2】図1の装置の変形例を示した構成図である。

【図3】本発明を採用した光凝固装置の第2の実施例を示した構成図である。

【図4】図3の装置に用いられる円板の平面図である。

【図5】図3の装置の治療用レーザー光のコーンアングル、及び焦点面と結像面のずれを示した説明図である。

【図6】図3の装置における治療用レーザー光の焦点合わせ機能を示した説明図である。

【符号の説明】

- 1 観察用レーザー光源
- 4 水平走査用ポリゴンミラー
- 5、41 モーター
- 7 垂直走査ミラー
- 8 ガルバノメーター
- 9 対物レンズ
- 10 被検眼
- 11 穴あきミラー
- 13 ピンホール
- 14、34、36 ダイクロイックミラー
- 15、17 受光素子
- 16 シャッター
- 18 信号処理装置
- 19 モニター

11

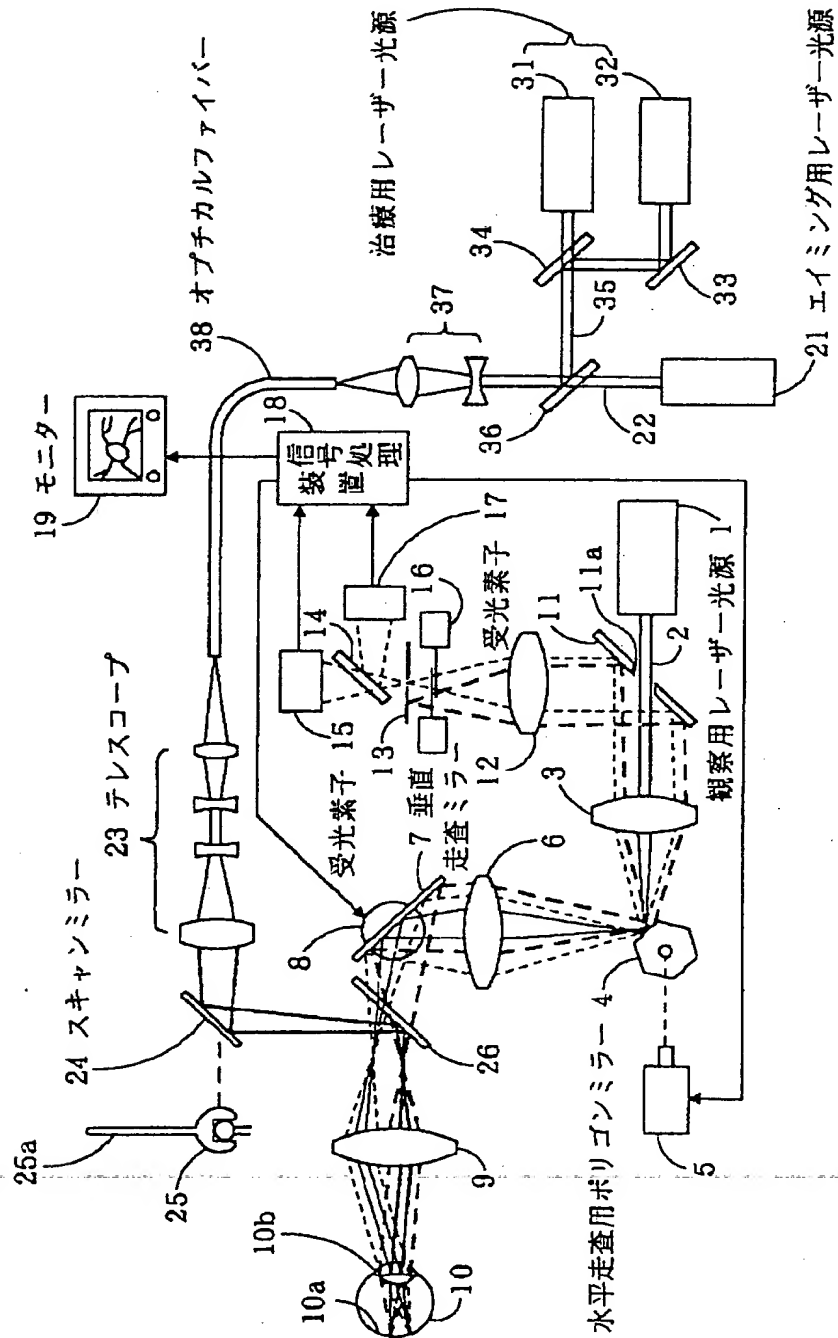
12

- 21 エイミング用レーザー光源
 23 テレスコープ
 24 スキャンミラー
 25 マイクロマニピュレーター
 26、27 ハーフミラー

- 28 円板
 31、32 治療用レーザー光源
 37 集光レンズ
 38 オプティカルファイバー
 42 フォーカスレンズ

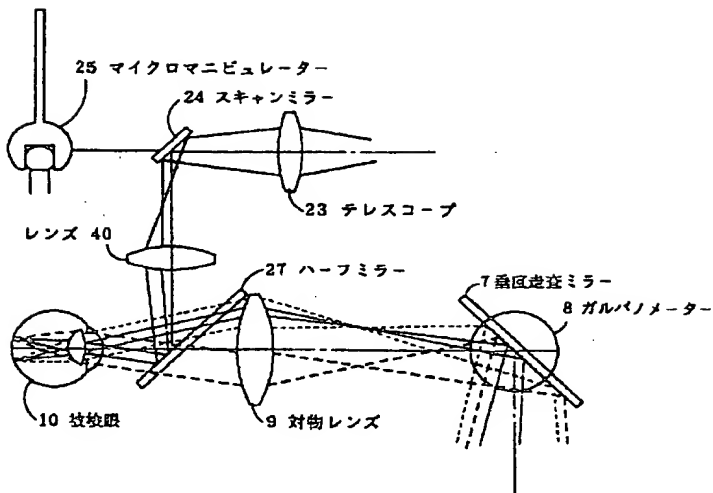
【図1】

(図 1)



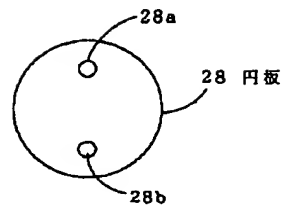
【図2】

(図2)



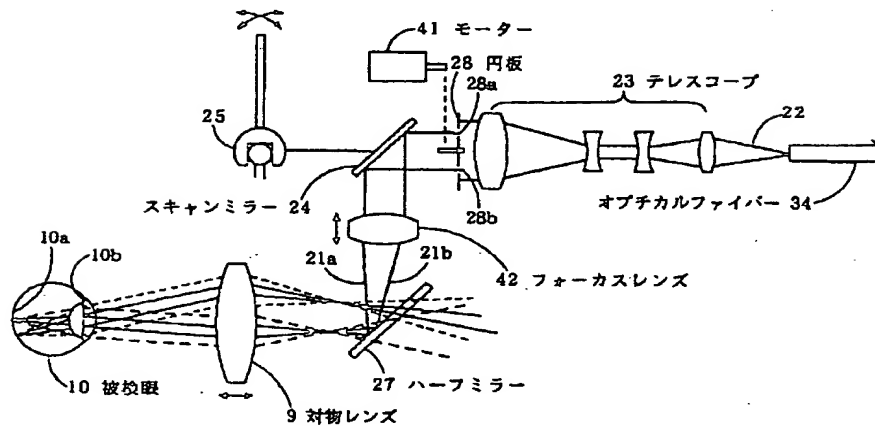
【図4】

(図4)



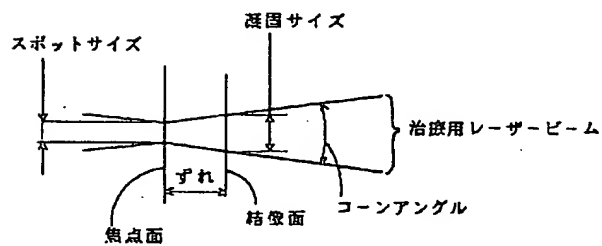
【図3】

(図3)



【図5】

(図5)



【図6】

(図6)

